

This Page Is Inserted by IFW Operations
and is not a part of the Official Record

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images may include (but are not limited to):

- BLACK BORDERS
- TEXT CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- FADED TEXT
- ILLEGIBLE TEXT
- SKEWED/SLANTED IMAGES
- COLORED PHOTOS
- BLACK OR VERY BLACK AND WHITE DARK PHOTOS
- GRAY SCALE DOCUMENTS

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

**As rescanning documents *will not* correct images,
please do not report the images to the
Image Problem Mailbox.**



①9 BUNDESREPUBLIK
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES
PATENT- UND
MARKENAMT

⑫ **Offenlegungsschrift**
⑩ **DE 197 42 152 A 1**

⑤1 Int. Cl.⁶:
G 06 T 5/00
A 61 B 6/00

②1 Aktenzeichen: 197 42 152.0
②2 Anmeldetag: 24. 9. 97
④3 Offenlegungstag: 25. 3. 99

DE 197 42 152 A 1

⑦1 Anmelder:
Siemens AG, 80333 München, DE

⑦2 Erfinder:
Finkler, Klaus, Dipl.-Ing. (FH), 91080 Spardorf, DE

⑤6 Entgegenhaltungen:

US 54 50 502
US 53 51 306
US 51 50 421
EP 05 76 961 A2

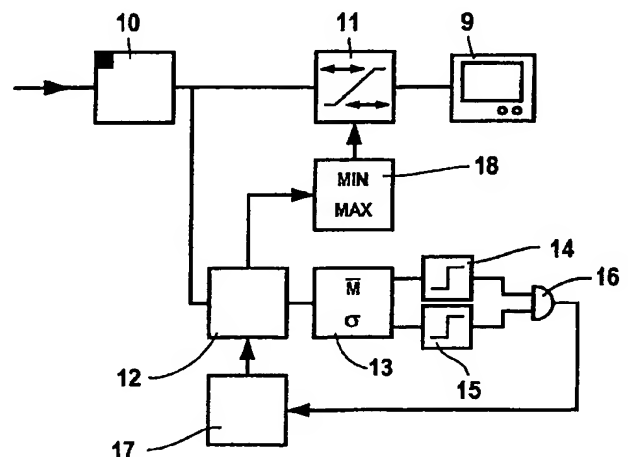
GONZALEZ, R.C., WOODS, R.E.: Digital Image Processing, Addison-Wesley, 1992, S. 488-490;
PETKOVIC, D., u.a.: Projection-based High Accuracy Measurement of Straight Line Edges, Machine Vision and Applications, 1988, S. 183-199;

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

Prüfungsantrag gem. § 44 PatG ist gestellt

⑤4 Bildsystem für eine medizinische Diagnostikeinrichtung und Verfahren zur gefensterten Darstellung von medizinischen Bildern

⑤7 Die Erfindung betrifft ein Verfahren zur gefensterten Darstellung von medizinischen Bildern und ein Bildsystem (8) für eine medizinische Diagnostikeinrichtung (1 bis 9) zur Darstellung von medizinischen Bildern mittels einer Wiedergabevorrichtung (9) mit einem Bildspeicher (10) zur bildpunktweisen Speicherung der von der Diagnostikeinrichtung (1 bis 9) erzeugten Bildsignale der Bilder und mit einer Schaltung (11) zur Transformation von Grauwerten des Bildsignals, an der die Wiedergabevorrichtung (9) angeschlossen ist. Das Bildsystem (8) weist erfindungsgemäß eine Schaltungsanordnung (13 bis 26) zur Ermittlung ausgewählter Bereiche durch Erkennung von Überstrahlungen und/oder Einblendungen und eine Rechenschaltung (18) zur Bestimmung der Minimal- und Maximalwerte der ausgewählten Bereiche auf, die als Fenstergrenzen der Schaltung (11) zur Transformation von Grauwerten zugeführt werden.



DE 197 42 152 A 1

Die Erfindung betrifft ein Bildsystem für eine medizinische Diagnostikeinrichtung zur Darstellung von medizinischen Bildern mittels einer Wiedergabevorrichtung mit einem Bildspeicher zur bildpunktweisen Speicherung der von der Diagnostikeinrichtung erzeugten Bildsignale der Bilder und mit einer Schaltung zur Transformation von Grauwerten des Bildsignales, an der die Wiedergabevorrichtung angeschlossen ist, sowie ein Verfahren zur gefensterten Darstellung von medizinischen Bildern.

Der Erfindung liegt das Problem der automatischen Grauwertfensterung bei der Visualisierung von digitalisierten medizinischen Bildern zugrunde, beispielsweise von Röntgenbildern in der digitalen Radiografie. Grauwertfensterung ist die Transformation eines Grauwertebereiches eines im Bildspeicher vorliegenden Röntgenbildes in einen anderen Grauwertebereich. Zweck der Grauwertfensterung ist die Dynamikanpassung des digitalisierten Bildes an das Ausgabemedium wie Monitor oder Laserprinter. Sinnvollerweise geschieht die Dynamikanpassung nicht für das gesamte Bild, sondern nur für den relevanten, objektenthaltenden Bildteil.

Derartige Bildsysteme können beispielsweise bei Röntgendiagnostikeinrichtungen Verwendung finden, die einen Bildwandler zur Umwandlung des Röntgenbildes in eine elektrische analoge Signalfolge, ein Bild- oder Videosignal, aufweisen. Ein derartiger Bildwandler kann beispielsweise eine Fernsehkamera oder eine Speicherfolie sein. Derartige Bildsysteme lassen sich aber auch in der Computertomographie (CT) oder Magnetresonanz (MR) einsetzen, die digitale Ausgangssignale aufweisen.

Da medizinische Bildsysteme im allgemeinen digital ausgebildet sind, werden die analogen Bildsignale der Röntgendiagnostikeinrichtung in einem Analog/Digital-Wandler (A/D-Wandler) dadurch in digitale Werte umgesetzt, daß das Röntgenbild in verschiedene Bildpunkte (Pixel) zerlegt wird, denen verschiedene digitale Grauwerte zugeordnet werden.

In einem digitalen Bildsystem kann das digitale Bildsignal verarbeitet werden und über einen Digital/Analog-Wandler (D/A-Wandler) auf einem Monitor als sichtbares Bild wiedergegeben werden.

Digitale medizinische Bilder der Computertomographie (CT), Magnetresonanz (MR) oder Röntgen (DFR, DSA) können mit einer Genauigkeit von beispielsweise 10 Bit pro Bildpunkt (Pixel) erzeugt werden. Diese Bilder werden üblicherweise dem Benutzer zur Beurteilung und Diagnosefindung auf einem Fernseh-Bildschirm als Graubilder dargestellt. Derartige medizinische Bilder weisen in vielen Fällen eine andere Dynamik als die maximale Dynamik des Ausgabemediums auf.

Dies wird nun anhand eines Beispiels in Verbindung mit der Fig. 4 näher erläutert. Es wird angenommen, daß in dem bildrelevanten Teil des Röntgenbildes die eigentliche Objektdynamik eines mit 10 Bit (0...1023) digitalisierten Röntgenbildes sich nur über die Grauwerte von 341 (Minimalwert = untere Fenstergrenze) bis 853 (Maximalwert = obere Fenstergrenze) erstreckt. Weiterhin wird angenommen, daß das Ausgabemedium Grauwerte von 0 bis maximal 1023 (10 Bit) darstellen kann. Durch eine optimale Grauwertfensterung wird erreicht, daß dieser Grauwertebereich von 341 bis 853 durch die Schaltung zur Transformation von Grauwerten des Bildsignales, deren Eingang die Videosignale zugeführt werden, auf den Grauwertebereich von 0 bis 1023 gespreizt wird, wodurch nun das Objekt die maximal mögliche Dynamik des Ausgabemediums voll ausnützt. Der transformierte Grauwertebereich liegt dann am

Ausgang dieser Schaltung.

Bisher wird in den meisten Fällen die Grauwertfensterung von Hand mittels Stellglieder und interaktiv, d. h. unter gleichzeitiger Beobachtung des Monitorbildes, durchgeführt. In der US-A-4,827,492 ist eine derartige Vorrichtung zur manuellen Fensterung beschrieben, bei der zwei Bedienelemente zur Einstellung des Fensters vorgesehen sind. Dabei wird mit dem einen Bedienelement die Fensterbreite und mit dem anderen die Fenstermitte, die obere oder die untere Fenstergrenze eingestellt. Um im klinischen Routinebetrieb Zeit und Kosten zu sparen, wird jedoch eine automatische Grauwertfensterung gewünscht.

Das Hauptproblem für eine Automatik dabei ist, die relevanten, interessierenden Bildteile von den restlichen Bildbereichen wie beispielsweise Einblendungen und Überstrahlungen, wie sie häufig in Röntgenbildern vorkommen, zu separieren. Minimaler (untere Fenstergrenze) und maximaler Grauwert (obere Fenstergrenze) des separierten, relevanten Bildbereiches können dann als Parameter für eine optimale Grauwertfensterung verwendet werden. Falls die Separierung nur ungenügend funktioniert, wird entweder durch die Einbeziehung von Einblendung und Überstrahlung bei der Grauwertfensterung fälschlicherweise eine zu hohe Objektdynamik (im obigen Beispiel kleiner 341 bis größer 853) angenommen, was zu schwachen Kontrasten im Objekt führt, oder interessierende Bildbereiche werden als nicht relevant eingestuft, so daß es zu Abschneidungen im Objekt kommt. Im ersten Fall spricht man von einem zu weiten Fenster, im zweiten Fall von einem zu engen Fenster.

Eine weit verbreitete Methode zur automatischen Fensterung bei Röntgensystemen ist die Benutzung von sogenannten Organtasten. Hier wird von der Voraussetzung ausgegangen, daß gleiche Aufnahmearten wie beispielsweise Lunge-, Hand- oder Schulter-Aufnahmen auch in etwa gleiche Objektdynamik ergeben. Der Benutzer betätigt also vor einer Aufnahme die entsprechende Organtaste und teilt so dem System die zu erwartende Objektdynamik mit. Die Grauwertfensterung geschieht hier durch voreingestellte, auf jede Aufnahmeart abgestimmte, empirisch ermittelte Parameter.

Als nachteilig erweist sich hierbei der hohe Bedienungsaufwand durch Organtasten. Auch bleiben durch die vorher festgelegten Parameter individuell unterschiedliche Aufnahmebedingungen unberücksichtigt, so daß derartige Grauwertfensterungen nicht optimal sein können.

In der US-A-5,351,306 ist ein Verfahren beschrieben, bei dem durch Ermittlung statistischer Parameter in langgestreckten, parallel zum Bildrand angeordneten Auswertefeldern die Lage von Einblendungen gefunden werden kann. Dadurch, daß Überstrahlungen unberücksichtigt bleiben und gedrehte Einblendungen nicht erkannt werden können, erhält man mit einer derartigen Fensterung nicht immer optimale Ergebnisse.

Aus der US-A-5,150,421 ist ein Verfahren bekannt, bei dem der in der Literatur beschriebene und allgemein bekannte Histogrammausgleich (Grauwerteequalisation, Gleichverteilung der Grauwerte) in etwas modifizierter Form durchgeführt wird. Bei dieser nichtlinearen Grauwerttransformation ist aber auch eine Beschränkung auf den relevanten Bildbereich notwendig. Dies wird durch unterschiedliche Gewichtung der einzelnen Pixel gelöst. Es wird vorausgesetzt, daß Einblendung und Überstrahlung extrem hell oder dunkel sind, sowie hauptsächlich an den Bildrändern zu finden sind. Pixel nahe am Bildrand sowie mit extremen Grauwerten werden also für den Histogrammausgleich geringer gewichtet als solche, die näher zur Bildmitte liegen oder die weniger extreme Grauwerte haben. Desweiteren wird eine Objektkonturerkennung vorgeschlagen, die auf

der Detektion von großen Grauwertänderungen im Bild basieren.

Ein derartiges Verfahren weist die Nachteile auf, daß diese nichtlineare Grauwerttransformation den Bildcharakter verändert. Weiterhin trifft die Annahme nicht immer zu, daß relevante Bildbereiche immer in der Nähe der Bildmitte liegen sowie keine extremen Grauwerte besitzen. Außerdem lassen sich Einblendungen durch eine Objektkonturerkennung allein durch Detektion von großen Grauwertänderungen im Bild ohne weitere Maßnahmen nicht zuverlässig erkennen.

Eine weitere Möglichkeit einer Automatik ist die Meldung der Lage der Einblendungen von dem Röntgengerät an das verarbeitende Bildsystem. Dies bedingt jedoch einen höheren technischen Aufwand. Weiterhin funktioniert es nur bei Bildsystemen, die direkt mit dem Röntgengerät verbunden sind, und die die Meldung der Blendenlage verarbeiten können. Wird dagegen das Bild über Netzwerke an andere Bildsysteme geschickt, so kann dieses Verfahren nicht eingesetzt werden. Außerdem werden mögliche Überstrahlungen nicht berücksichtigt.

Die Erfindung geht von der Aufgabe aus, ein Bildsystem und ein Verfahren der eingangs genannten Art zu schaffen, das es ermöglicht, eine optimale Grauwertfensterung des gesamten Bildes automatisch durchzuführen, ohne das wesentlichen Details verloren gehen können.

Die Aufgabe wird erfindungsgemäß durch eine Vorrichtung derart gelöst, daß das Bildsystem eine Schaltungsanordnung zur Ermittlung ausgewählter Bereiche durch Erkennung von Überstrahlungen und/oder Einblendungen und eine Rechenschaltung zur Bestimmung der Minimal- und Maximalwerte der ausgewählten Bereiche aufweist, die als Fenstergrenzen der Schaltung zur Transformation von Grauwerten zugeführt werden. Dadurch wird erreicht, daß nur die bildrelevanten Teile erfaßt werden, innerhalb derer sich nun durch die Ermittlung der Minimal- und Maximalwerte problemlos die Fenstergrenzen bestimmen lassen.

Es hat sich als vorteilhaft erwiesen, wenn an dem Bildspeicher eine Auswerteschaltung angeschlossen ist, die mit der Rechenschaltung verbunden ist, wenn die Auswerteschaltung mit einer statistischen Rechenschaltung zur Bestimmung der Mittelwerte aller Pixel und deren Standardabweichungen verbunden ist, an der zwei Schwellwertschaltungen zum Vergleich mit vorgegebenen Schwellwerten angeschlossen sind, und wenn die Ausgangssignale der Schwellwertschaltungen durch ein UND-Glied zusammengefaßt einer Steuervorrichtung zugeführt werden, die mit der Auswerteschaltung zur Ausblendung von detektierten Pixeln verbunden ist.

Es hat sich als vorteilhaft erwiesen, wenn an dem Bildspeicher eine Auswerteschaltung zur Bildung von Auswertefeldern angeschlossen ist, die mit der Rechenschaltung verbunden ist, wenn an der Auswerteschaltung ein Minimalwert-Detektor angeschlossen ist, der mit einer Subtraktionsstufe verbunden ist, die zwei aufeinanderfolgende Minimalwerte subtrahiert, und wenn eine an der Subtraktionsstufe angeschlossene Schwellwertschaltung mit der Steuervorrichtung verbunden ist, die eine Vergrößerung der Auswertefelder in der Auswerteschaltung steuert.

Es läßt sich feststellen, ob die Blende gerade oder gedreht ist, wenn an der Auswerteschaltung ein Median-Filter angeschlossen ist, die mit einer Histogramm-Schaltung verbunden ist, deren Ausgangssignal der Steuervorrichtung zugeführt wird. Bei gerader Blende erhält man den genauen Verlauf ihrer Kontur.

In vorteilhafter Weise können an der Auswerteschaltung zwei Differenzierglieder in Reihe angeschlossen sein, deren Ausgangssignal der Steuervorrichtung zugeführt wird, die

bei einer Unstetigkeit mit einer 2. Ableitung von ungleich Null die Auswerteschaltung derart ansteuert, daß diese die Unstetigkeit durch einen aus zwei benachbarten Werten interpolierten Wert ersetzt.

Eine Blendenkontur läßt sich sicherer erkennen, wenn an dem ersten Differenzierglied eine Summenschaltung angeschlossen ist, die einen wiederholten Vorzeichenwechsel der 1. Ableitung erfaßt, und wenn die Summenschaltung über eine Schwellwertschaltung mit der Steuervorrichtung verbunden ist, die derart ausgebildet ist, daß bei Überschreiten des Schwellwertes die derart detektierten Stellen nicht als Blende betrachtet werden.

Die Aufgabe wird erfindungsgemäß durch ein Verfahren mit folgenden Schritten gelöst:

- i. Detektion der Bildbereiche mit Einblendungen und/oder Überstrahlungen zur Ermittlung von relevanten Bildbereichen,
- ii. Extraktion der detektierten Bildbereiche,
- iii. Ermittlung der Minimal- und/oder Maximalwerte in den relevanten Bildbereichen,
- iv. Festsetzung der Minimal- und/oder Maximalwerte als die Fenstergrenze (n) des Grauwertbereiches.

Erfolgen in medizinischen Bildern Einblendungen durch eine Blende so haben sich erfolgreiche Schritte als zweckmäßig erwiesen:

- i. Bildung mehrerer nebeneinanderliegender Auswertefelder zur Erkennung der Einblendungen von einem Startpunkt an wenigstens einem Bildrand,
- ii. Ermittlung eines Minimalwertes innerhalb des Auswertefeldes,
- iii. schrittweise Vergrößerung der Auswertefelder zur Bildmitte,
- iv. Ermittlung eines neuen Minimalwertes innerhalb des Auswertefeldes,
- v. Subtraktion des neuen Minimalwertes vom vorhergehenden Minimalwert,
- vi. Vergleich der Differenz mit einem bestimmten positiven Schwellwert,
- vii. liegt die Differenz der Minimalwerte unterhalb des Schwellwertes, Wiederholung ab Schritt iii.,
- viii. Markierung der Auswertefelder als Blende und
- ix. Bestimmung von Minimal- und Maximalwerten außerhalb der Auswertefelder als die Fenstergrenzen des Grauwertbereiches bei Differenzen, die größer als der Schwellwert sind.

In vorteilhafter Weise können die nebeneinanderliegenden Auswertefelder an den Stellen am Bildrand gebildet werden, an denen die Grauwerte über einem Schwellwert liegen, wobei die nebeneinanderliegenden Auswertefelder eine Breite von acht Pixeln aufweisen können.

Es hat sich als vorteilhaft erwiesen, wenn die schrittweise Vergrößerung der Auswertefelder zur Bildmitte mit einer Schrittweite von acht Pixeln erfolgt.

Um alle Überstrahlungen zu Erfassen kann der Schritt viii. noch Verlängerungen der Auswertefenster um einen Sicherheitsbetrag umfassen, die ebenfalls als Blende markiert werden.

Objekte werden sicher nicht als Blende erkannt, wenn die Differenzen mit einem negativen, betragsmäßig über dem Rauschen liegenden Schwellwert detektiert die Pixel in diesem Auswertefenster nicht als Blende markiert werden.

Eine Glättung der Blendenkontur ergibt sich, wenn die Ränder der Auswertefelder als Funktion der Blendenkontur durch Medianfilterung gefiltert werden, wobei von der gefilt-

terten Funktion der Blendenkontur ein Histogramm ermittelt werden kann.

Die Erkennung einer Blendenkontur kann sicherer sein, wenn die zweite Ableitung der gefilterten Funktion der Blendenkontur gebildet wird und/oder die Vorzeichenwechsel der ersten Ableitung der gefilterten Funktion der Blendenkontur summiert werden.

Folgende Schritte können erfindungsgemäß durchgeführt werden:

- i. Ermittlung der Blendenkontur,
 - ii. Glättung der Blendenkontur,
 - iii. Histogrammanalyse der Blendenkontur,
 - iv. Filterung mit 2. Ableitung und
 - v. Summierung der Vorzeichenwechsel der 1. Ableitung der Blendenkontur,
- wobei noch weitere Schritte folgen können:
- i. Unterteilung des Bildes in schachbrettartig angeordnete Rasterelemente,
 - ii. Ermittlung der Mittelwerte und Standardabweichungen aller Rasterelemente,
 - iii. Vergleich aller Mittelwerte und Standardabweichungen mit je einem Schwellwert,
 - iv. Aussortierung aller Pixel, die in Rasterelementen liegen, deren Mittelwerte und und deren Standardabweichungen die Schwellwerte unterschreiten.

Erfindungsgemäß können neben den aussortierten Rasterelementen die benachbarten Rasterelemente aussortiert werden.

Die Aufgabe wird erfindungsgemäß auch durch ein Verfahren zur gefensterten Darstellung von medizinischen Bildern mit folgenden Schritten gelöst:

- i. Grobe Konturermittlung durch Suchen nach extremen Grauwertänderungen im medizinischen Bild,
- ii. Median-Filterung der groben Kontur,
- iii. Bildung des Histogrammes der Median-gefilterten Kontur und Ermittlung des Maximums HMAX,
- iv. Ermittlung, ob HMAX größer als ein Schwellwert ist und Bestimmung von HMAX als Abstand der zum Rande des medizinischen Bildes parallelen Kontur,
- v. Filterung mit zweiter Ableitung, wenn HMAX kleiner als der Schwellwert ist,
- vi. Summierung der Vorzeichenwechsel der ersten Ableitung,
- vii. Vergleich der Summe mit einem zweiten Schwellwert, wobei im Falle, daß die Summe kleiner als der Schwellwert ist, die gefilterte Kontur den Verlauf der gedrehten Blende angibt.

Die Erfindung ist nachfolgend anhand eines in der Zeichnung dargestellten Ausführungsbeispiels näher erläutert. Es zeigen:

Fig. 1 eine Röntgendiagnostikeinrichtung gemäß dem Stand der Technik,

Fig. 2 ein Teil der erfindungsgemäßen Ausbildung des in Fig. 1 dargestellten Bildsystems zur Erkennung von Überstrahlungen,

Fig. 3 ein weiterer Teil der erfindungsgemäßen Ausbildung des in Fig. 1 dargestellten Bildsystems zur Erkennung von Einblendungen,

Fig. 4 eine Fensterkennlinie zur Erläuterung der Erfindung,

Fig. 5 einen Ablauf des erfindungsgemäßen Verfahrens,

Fig. 6 ein Röntgenbild mit einem Objekt und Überstrahlungen,

Fig. 7 und 8 Erläuterungen zu in Fig. 6 dargestellten Ele-

menten zur Erkennung von Überstrahlungen,

Fig. 9 Erläuterungen zur prinzipiellen Vorgehensweise bei der Erkennung von Einblendungen,

Fig. 10 reales Beispiel eines Röntgenbildes,

Fig. 11 Ergebnis der Blendenkontursuche bei dem in Fig. 10 dargestellten Beispiel,

Fig. 12 eindimensionale Funktionen der Blendenkontur für jedes der vier Bildränder,

Fig. 13 Blendenkontur ohne Medianfilterung,

Fig. 14 Blendenkontur mit Medianfilterung,

Fig. 15 beispielhafter Kurvenverlauf einer mediangefilterten Blendenkontur,

Fig. 16 Histogrammanalyse der mediangefilterten Blendenkontur gemäß Fig. 15,

Fig. 17 detailliertes Beispiel der Medianfilterung und Histogrammanalyse einer Blendenkontur,

Fig. 18 Beispiel der Interpolation einer 2. Ableitung der Funktion einer Blendenkontur und

Fig. 19 ein Flußdiagramm der erfindungsgemäßen Erkennung der Blendenkontur.

In der Fig. 1 ist der elektrische Aufbau einer Röntgendiagnostikeinrichtung dargestellt, die einen Hochspannungsgenerator 1 aufweist, der eine Röntgenröhre 2 speist, in deren Strahlengang 3 sich ein Patient 4 befindet. Ein im Strahlengang 3 nachfolgender Röntgenbildverstärker 5 ist über eine Optik 6 mit einer Fernsehkamera 7 gekoppelt, deren Ausgangssignal einem Bildsystem 8 zugeführt ist. An dem Bildsystem 8 ist als Wiedergabevorrichtung ein Monitor 9 zur Darstellung der verarbeiteten Röntgenstrahlenbilder angeschlossen. Parallel zum Monitor 9 lassen sich auch andere Wiedergabevorrichtungen, wie beispielsweise Drucker an das Bildsystem 8 anschließen.

Das Bildsystem 8 kann beispielsweise Verarbeitungsschaltungen wie Subtraktionsvorrichtung, Integrationsstufe und Fensterschaltung, die beispielsweise eine Fensterung der von der Fernsehkamera 5 gelieferten Bildsignale bewirkt, sowie Bildspeicher und Wandler enthalten.

In der Fig. 2 ist nun die Ausbildung einer erfindungsgemäßen Schaltungsanordnung zur automatischen Fensterung von Grauwerten eines Bildsignales des Bildsystems 8 dargestellt. Das durch A/D-Wandler digitalisierte Bildsignal wird beispielsweise einem Bildspeicher 10 zugeführt, an der eine Fensterschaltung 11 zur Transformation von Grauwerten eines Bildsignales angeschlossen ist, die zur Wiedergabe der gefensterten Videosignale mit dem Monitor 9 verbunden ist.

An dem Bildspeicher 10 ist weiterhin eine Auswerteschaltung 12 angeschlossen, die Bildbereiche mit Einblendungen und Überstrahlungen detektiert und extrahiert. Die Auswerteschaltung 12 ist mit einer statistischen Rechenschaltung 13 zur Bestimmung der Mittelwerte \bar{M} aller Pixel und deren Standardabweichungen σ verbunden. An der statistischen Rechenschaltung 13 sind zwei Schwellwertschaltungen 14 und 15 angeschlossen. Die Schwellwertschaltungen 14 und 15 vergleichen die Mittelwerte \bar{M} und Standardabweichungen σ mit vorgegebenen Schwellwerten. Liegen sowohl die Mittelwerte \bar{M} als auch die Standardabweichungen σ unterhalb ihrer Schwellwerte, so werden Ausgangssignale erzeugt, die durch ein UND-Glied 16 zusammengefaßt einer Steuervorrichtung 17 zugeführt werden, die die entsprechenden Pixel des Bildes markiert, so daß sie von der Auswerteschaltung 12 nicht mehr berücksichtigt und ausgeblendet werden.

An der Auswerteschaltung 12 ist weiterhin eine Rechenschaltung 18 angeschlossen, die die Minimal- und Maximalwerte in den relevanten Bildteilen ermittelt und als Fenstergrenzen der Schaltung 11 zur Transformation von Grauwerten zuführt.

Anstelle oder parallel zu der Schaltungsanordnung 13 bis

16 können erfindungsgemäß noch die in Fig. 3 dargestellten Schaltungsanordnungen zur Erkennung von Einblendungen vorgesehen sein. Hierzu ist an der Auswerteschaltung 12 ein Minimalwert-Detektor 19 angeschlossen, der mit einer Subtraktionsstufe 20 verbunden ist. Die Auswerteschaltung 12 bildet an den Rändern des Bildes Startfelder, in denen der Minimalwert-Detektor 19 einen ersten Minimalwert MIN1 bildet. Danach verlängert die Auswerteschaltung 12 die Startfelder, so daß sich rechteckförmige Auswertefelder ergeben, in denen ein neuer Minimalwert MIN2 ermittelt wird. Dieser neue Minimalwert MIN2 wird vom alten Minimalwert MIN1 in der Subtraktionsstufe 20 subtrahiert. Über eine Schwellwerteschaltung 21 ist die Subtraktionsstufe 20 mit der Steuervorrichtung 17, die die Verlängerung der Auswertefelder in der Auswerteschaltung 12 steuert, so daß nach Beendigung der Auswertung eine grobe Blendenkontur vorliegt.

Parallel zu diesem Schaltungszweig ist an der Auswerteschaltung 12 ein Median-Filter 22 angeschlossen, die mit einer Histogramm-Schaltung 23 verbunden ist, deren Ausgangssignal der Steuervorrichtung 17 zugeführt wird. Durch diese Schaltungsanordnung läßt sich feststellen, ob die Blende gerade oder gedreht ist. Bei gerader Blende erhält man den genauen Verlauf ihrer Kontur.

Ist dagegen die Blende gedreht, so werden durch Differenzglieder 24 und 25 die 1. und die 2. Ableitung gebildet. Die 2. Ableitung wird der Steuervorrichtung 17 zugeführt, die ermittelt, ob diese Null beträgt. Ist ihr Wert $\neq 0$, so interpoliert die Auswerteschaltung 12 die Kurve aus zwei benachbarten Werten.

Da eine Fehldetektion der Blendenkontur, die durch die Struktur eines Objektes hervorgerufen sein kann, bei der 1. Ableitung zu einem wiederholten Vorzeichenwechsel führt, werden diese Wechsel durch die Summenschaltung 26 registriert. Durch eine daran angeschlossene Schwellwerteschaltung 27 werden diese Stellen dann markiert, wenn sie einen Schwellwertes von beispielsweise fünf überschreiten, so daß die derart detektierten Stellen nicht als Blende betrachtet werden.

In der Fig. 5 ist der Ablauf des erfindungsgemäßen Verfahrens zur Detektion von Überstrahlungen dargestellt. Es werden zunächst aus dem Originalbild 30 durch eine Auswertung 31 die Bildbereiche mit Einblendungen und Überstrahlungen detektiert und extrahiert, so daß man ein Auswertebild 32 erhält. Somit werden bei der anschließenden Ermittlung der Minimal- und Maximalwerte durch eine Berechnung 33 nur die relevanten Bildbereiche berücksichtigt. Durch eine Fensterung 34, deren untere und obere Fenstergrenze durch das Ergebnis der Berechnung 33 einstellbar ist, erhält man ein gefensteretes Röntgenbild 35, das auf dem Monitor 9 betrachtet werden kann.

Da die Detektion von Einblendung und Überstrahlung unterschiedlich abläuft, wird für die weitere Beschreibung vereinbart, daß Bereiche mit hoher Röntgenabsorption, wie beispielsweise Knochen oder Einblendungen, hell, d. h. mit hohen Grauwerten, und Bereiche mit niedriger Röntgenabsorption, wie beispielsweise Weichteile oder Überstrahlungen neben den Untersuchungsobjekten, dunkel, d. h. mit niedrigen Grauwerten, dargestellt werden. Dies ist in der digitalen Radiografie so üblich, um den gleichen Bildeindruck wie bei Filmaufnahmen zu erhalten, bei denen eine hohe Strahlungsintensität eine hohe Filmschwärzung bedeuten.

Zur Erkennung der Überstrahlungen wird das in Fig. 6 dargestellte Röntgenbild mit einem Objekt 36 schachbrettartig in kleine Rasterelemente 37 aufgeteilt, die, wie der Fig. 7 zu entnehmen ist, beispielsweise eine Größe von $8 \cdot 8$ Pixel 38 aufweisen. In überstrahlten Bildbereichen 39 sind niedrige Grauwerte und wenig Textur zu erwarten, da kein Ob-

jekt 36 und damit eine gleichmäßig hohe Strahlungsintensität vorliegt.

Unterschreiten die Mittelwerte \bar{M} aller Pixel eines Rasterelementes einen ersten Schwellwert und deren Standardabweichungen σ gleichzeitig einen anderen Schwellwert, so werden diese Rasterelemente 40 aussortiert.

Wie aus Fig. 6 zu entnehmen ist, bleiben immer noch Rasterelemente 41 mit Überstrahlungen übrig, die teilweise Objekt 36 und teilweise Überstrahlung 39 enthalten. Durch ihre Randlage besitzen diese sowohl eine hohe Standardabweichung σ als auch einen hohen Mittelwert \bar{M} . Eine Grauwertfensterung mit dem Minimalwert der Pixel dieser übriggebliebenen Rasterelemente 41 würde einen zu großen Fensterbereich ergeben, da ja immer noch Pixel mit Überstrahlung berücksichtigt werden. Deshalb müssen auch die Pixel innerhalb dieser Randlagenraster aussortiert werden. Dies geschieht dadurch, daß nicht nur die Pixel in den Rasterelementen, die oben beschriebene statistischen Eigenschaften besitzen, aussortiert werden, sondern auch die Pixel in den unmittelbaren Nachbarrasterelementen. Durch diese Maßnahme werden alle Pixel mit Überstrahlung gefunden.

Daß dadurch auch Pixel des Objekts 36 aussortiert werden, ist nicht störend, da es sich hierbei um Haut handelt, die nicht von diagnostischem Interesse ist.

Durch das Verfahren werden also der Reihe nach alle Rasterelemente auf ihre Mittelwerte \bar{M} und Standardabweichungen σ durchsucht. Sobald ein Rasterelement 42 beide Schwellwertkriterien erfüllt, werden die Pixel dieses Rasterelementes 42 und die Pixel seiner unmittelbar acht Nachbarasterelemente 43 zusätzlich aussortiert, wie dies die Fig. 8 zeigt.

Falls noch mehr vom Randbereich des Objektes 36, die meistens die Haut betreffen, bei der Fensterung unberücksichtigt bleiben soll, können auch Pixel in noch weiter entfernten Nachbarrastern aussortiert werden.

Für die Erkennung von Einblendungen eignet sich die Standardabweichung als Kriterium nicht. Zwar ist auch hier wenig Textur (homogenes Gebiet) vorhanden. Überstrahlungseffekte vom nicht eingeblendeten Bereich bewirken jedoch einen Gradienten der Grauwerte, was zur Folge hat, daß sich die Standardabweichung nicht signifikant von der im Objekt unterscheidet.

Um die Konturen einer Blende 44 aufgrund einer Konturerkennung durch große Grauwertänderungen zu finden, werden zunächst alle Pixel in einem Startfeld 45 an den Bildrändern ausgewählt, deren Grauwerte über einem Schwellwert liegen, wie dies in Fig. 9 dargestellt ist. Von diesen Startfeldern 45 ausgehend werden nebeneinanderliegende langgestreckte Auswertefelder 46, die beispielsweise acht Pixel breit sein können, schrittweise, beispielsweise mit einer Schrittweite von acht Pixeln, zur Bildmitte hin vergrößert. Nach jeder Verlängerung wird ein neuer Minimalwert MIN2 innerhalb des Auswertefeldes ermittelt und vom alten Minimalwert MIN1 subtrahiert. Sobald diese Differenz einen bestimmten positiven Schwellwert überschreitet, wird das Auswertefeld 46 noch um einen Sicherheitsbetrag 47 verlängert und alle Pixel des Auswertefeldes 46 werden als Blende markiert.

Sollte vorher eine Differenz mit einem negativen, betragsmäßig über dem Rauschen liegenden Wert, auftreten, so kann mit hoher Wahrscheinlichkeit davon ausgegangen werden, daß sich hier keine Einblendung, sondern ein relevantes Objekt befindet. In diesem Fall werden alle Pixel in diesem Auswertefenster 46 nicht als Blende markiert.

Die praktische Ausführung an medizinischen Bildern bringt meist etwas abweichende Ergebnisse als die idealisierte Darstellung in Fig. 9. Fig. 11 zeigt das Ergebnis der Konturerkennung an einem in Fig. 10 dargestellten realen

Beispiel, an einem Originalbild 30 mit Einblendungen 48. Deutlich ist zu erkennen, daß auch Kanten im medizinischen Objekt 49 zur Erzeugung von Blendenkonturen (oben und unten) führen können.

Um eine möglichst originalgetreue Nachbildung der Einblendung zu erhalten, wird im Folgenden die gefundene Blendenkontur wie eine eindimensionale Funktion behandelt. Wie in Fig. 12 dargestellt erhält man für jeden der vier Bildränder eine Funktion, auf die folgenden Verarbeitungsschritte getrennt angewendet werden. Die Kurvenverläufe neben der detektierten Blendenkontur geben als Funktionen den Abstand der gefundenen Kontur zum Bildrand an.

Bei den Fehlerkennungen der Blendenkontur handelt es sich größtenteils um einzelne, isolierte Werte, sogenannte Ausreißer, und deshalb wird zur ersten Glättung der Blendenkontur das aus der Literatur bekannte Medianfilter verwendet. Hierbei handelt es sich um ein nichtlineares Filter, das besonders einzelne, sprunghafte Änderungen beseitigt, ohne die restliche Struktur zu verändern. Dies ist den Fig. 12 und 13 zu entnehmen, bei denen die Blendenkontur ohne (Fig. 13) und mit Medianfilterung dargestellt ist (Fig. 14).

Falls die Blende nicht gedreht sein sollte wie bei dem in Fig. 10 dargestellten Beispiel (in Fig. 9 ist sie gedreht), führt eine Histogrammanalyse der mediangefilterten Blendenkontur, die aus den Endpunkten der Auswertefelder in x- oder y-Koordinaten beschrieben gebildet werden, zur idealen Glättung der Blendenkontur. Ein derartiges Beispiel einer einfachen Blendenkontur 50 ist in der Fig. 15 dargestellt. In diesem Fall überschreitet das Maximum des in Fig. 16 dargestellten Histogramms 51 einen bestimmten Schwellwert 52, und es läßt sich daraus eine parallele Ausrichtung der Blendenkante zum Bildrand ableiten, deren Abstand vom Bildrand gleich dem Wert im Histogramm entspricht, an dem das Maximum auftritt. Im Beispiel von Fig. 16 liegt das Maximum bei drei, wie auch unschwer aus der Fig. 15 direkt abzuleiten ist.

Ein weiteres, genaueres Beispiel ist anhand der Fig. 17 erläutert. Von einem Röntgenbild 53 wird ein Teil durch eine Blende 54 überdeckt. Von dem linken Rand der Blende 54 wird die Blendenkontur ermittelt, so daß sich für die linke Blendenkontur die Kurve 55 ergibt. Das Histogramm 56 der linken Blendenkontur hat sein Maximum bei dem Wert 64. Da bei nichtgedrehten Blenden 54 im Histogramm 56 der Kontur ein signifikantes Maximum an der Stelle auftritt, die dem Abstand der Kontur vom Bildrand entspricht, beträgt dieser den Wert 64.

Bleibt das Maximum des Histogramms 56 unterhalb des Schwellwertes, so muß von einer gedrehten Blende ausgegangen werden.

Da die reale Blendenkontur immer geradlinig ist, kann als weiteres Kriterium für die gefundene Blendenkontur die 2. Ableitung verwendet werden. Es werden also nur die Stellen der gefundenen Blendenkontur akzeptiert, in deren näheren Umgebung die 2. Ableitung gleich Null ist, d. h., daß die Funktion keine Krümmung aufweist. Die Stellen, an denen die 2. Ableitung ungleich Null ist, dies kann aufgrund einer Krümmung oder einer Fehldetektion sein, wird die Funktion linear zwischen den Stellen mit einer 2. Ableitung gleich Null interpoliert, wie dies die Fig. 18 zeigt, in der die mediangefilterte Blendenkontur 57 wiedergegeben ist. An den markierten Punkten 58 ist die 2. Ableitung der mediangefilterten Blendenkontur 57 ungleich Null.

Wie in Fig. 9 dargestellt ist, existiert bei gedrehter Blende eine Stelle 59, an der trotz korrekter Detektion die 2. Ableitung ungleich Null ist, während an den anderen Konturen 60 die 2. Ableitung gleich Null ist. Die durch den Algorithmus hervorgerufene, an dieser Stelle falsche Interpolation verfälscht aber das Endergebnis nur vernachlässigbar gering.

Dagegen werden Fehldetektionen, bei denen die 2. Ableitung ungleich Null ist und die zu erheblichen Verfälschungen im Endergebnis führen würden, nahezu ideal durch in Fig. 18 dargestellte Interpolationen 59 korrigiert.

Wie aus den Fig. 9 und 11 zu ersehen ist, handelt es sich nur dann um eine wirkliche Blendenkontur, wenn höchstens 2 Richtungswechsel vorhanden sind. Dies wird durch eine Summierung der Vorzeichenwechsel der 1. Ableitung der mediangefilterten Blendenkontur überprüft. Ist die Summe klein, d. h. sie liegt zwischen 2 bis 5, wird die mediangefilterte Blendenkontur verwendet. Bei einer größeren Summe wird von Fehlerkennungen ausgegangen, und es wird keine Blende berücksichtigt.

Somit setzt sich die Erkennung der Einblendung durch folgende Operationen zusammen, wobei außer der ersten auch eine oder mehrere weggelassen werden können:

- Blendenkontursuche, jeweils getrennt von links, rechts, oben und unten
- Glättung der Blendenkontur durch Medianfilterung
- Histogrammanalyse der Blendenkontur
- Filterung mit 2. Ableitung
- Summierung der Vorzeichenwechsel der 1. Ableitung der Blendenkontur

Dieses erfindungsgemäße Verfahren läßt sich auch durch das in Fig. 19 dargestellte Flußdiagramm zur Blendenkonturerkennung beschreiben. Es weist folgende Schritte auf:

- i. Grobe Konturermittlung durch Suchen nach extremen Grauwertänderungen im medizinischen Bild,
- ii. Median-Filterung der groben Kontur,
- iii. Bildung des Histogrammes der Median-gefilterten Kontur und Ermittlung des Maximums HMAX,
- iv. Ermittlung, ob HMAX größer als ein Schwellwert ist und Bestimmung von HMAX als Abstand der zum Rande des medizinischen Bildes parallelen Kontur,
- v. Filterung mit zweiter Ableitung, wenn HMAX kleiner als der Schwellwert ist,
- vi. Summierung der Vorzeichenwechsel der ersten Ableitung,
- vii. Vergleich der Summe mit einem zweiten Schwellwert, wobei im Falle, daß die Summe kleiner als der Schwellwert ist, die gefilterte Kontur den Verlauf der gedrehten Blende angibt.

Patentansprüche

1. Bildsystem (8) für eine medizinische Diagnostikeinrichtung (1 bis 9) zur Darstellung von medizinischen Bildern mittels einer Wiedergabevorrichtung (9) mit einem Bildspeicher (10) zur bildpunktweisen Speicherung der von der Diagnostikeinrichtung (1 bis 9) erzeugten Bildsignale der Bilder und mit einer Schaltung (11) zur Transformation von Grauwerten des Bildsignales, an der die Wiedergabevorrichtung (9) angeschlossen ist, dadurch gekennzeichnet, daß das Bildsystem (8) eine Schaltungsanordnung (13 bis 26) zur Ermittlung ausgewählter Bereiche durch Erkennung von Überstrahlungen und/oder Einblendungen und eine Rechenschaltung (18) zur Bestimmung der Minimal- und Maximalwerte der ausgewählten Bereiche aufweist, die als Fenstergrenzen der Schaltung (11) zur Transformation von Grauwerten zugeführt werden.
2. Bildsystem (8) nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß an dem Bildspeicher (10) eine Auswerteschaltung (12) angeschlossen ist, die mit der Rechen-

schaltung (18) verbunden ist, daß die Auswerteschaltung (12) mit einer statistischen Rechenschaltung (13) zur Bestimmung der Mittelwerte (\bar{M}) aller Pixel und deren Standardabweichungen (σ) verbunden ist, an der zwei Schwellwertschaltungen (14, 15) zum Vergleich mit vorgegebenen Schwellwerten angeschlossen sind, und daß die Ausgangssignale der Schwellwertschaltungen (14, 15) durch ein UND-Glied (16) zusammengefaßt einer Steuervorrichtung (17) zugeführt werden, die mit der Auswerteschaltung (12) zur Ausblendung von detektierten Pixeln verbunden ist.

3. Bildsystem (8) nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, daß an dem Bildspeicher (10) eine Auswerteschaltung (12) zur Bildung von Auswertefeldern (45, 46) angeschlossen ist, die mit der Rechenschaltung (18) verbunden ist, daß an der Auswerteschaltung (12) ein Minimalwert-Detektor (19) angeschlossen ist, der mit einer Subtraktionsstufe (20) verbunden ist, die zwei aufeinanderfolgende Minimalwerte (MIN2, MIN1) subtrahiert, und daß eine an der Subtraktionsstufe (20) angeschlossene Schwellwertschaltung (21) mit der Steuervorrichtung (17) verbunden ist, die eine Vergrößerung der Auswertefelder in der Auswerteschaltung (12) steuert.

4. Bildsystem nach einem der Ansprüche 1 bis 3, dadurch gekennzeichnet, daß an der Auswerteschaltung (12) ein Median-Filter (22) angeschlossen ist, die mit einer Histogramm-Schaltung (23) verbunden ist, deren Ausgangssignal der Steuervorrichtung (17) zugeführt wird.

5. Bildsystem nach Anspruch 4, dadurch gekennzeichnet, daß an der Auswerteschaltung (12) zwei Differenzglieder (24, 25) in Reihe angeschlossen sind, deren Ausgangssignal der Steuervorrichtung (17) zugeführt wird, die bei einer Unstetigkeit mit einer 2. Ableitung von ungleich Null die Auswerteschaltung (12) derart ansteuert, daß diese die Unstetigkeit durch einen aus zwei benachbarten Werten interpolierten Wert ersetzt.

6. Bildsystem nach Anspruch 5, dadurch gekennzeichnet, daß an dem ersten Differenzglied (24) eine Summenschaltung (26) angeschlossen ist, die einen wiederholten Vorzeichenwechsel der 1. Ableitung erfaßt, und daß die Summenschaltung (26) über eine Schwellwertschaltung (27) mit der Steuervorrichtung (17) verbunden ist, die derart ausgebildet ist, daß bei Überschreiten des Schwellwertes die derart detektierten Stellen nicht als Blende betrachtet werden.

7. Verfahren zur gefensterten Darstellung von medizinischen Bildern, gekennzeichnet durch folgende Schritte:

- i. Detektion der Bildbereiche mit Einblendungen und/oder Überstrahlungen zur Ermittlung von relevanten Bildbereichen,
- ii. Extraktion der detektierten Bildbereiche,
- iii. Ermittlung der Minimal- und/oder Maximalwerte in den relevanten Bildbereichen,
- iv. Festsetzung der Minimal- und/oder Maximalwerte als die Fenstergrenze (n) des Grauwertbereiches.

8. Verfahren zur gefensterten Darstellung von medizinischen Bildern nach Anspruch 7, in denen Einblendungen durch eine Blende erfolgen, gekennzeichnet durch folgende Schritte:

- i. Bildung mehrerer nebeneinanderliegender Auswertefelder (45) zur Erkennung der Einblendungen von einem Startpunkt an wenigstens einem Bildrand,
- ii. Ermittlung eines Minimalwertes (MIN1) in-

nerhalb des Auswertefeldes (45),

iii. schrittweise Vergrößerung der Auswertefelder (46) zur Bildmitte,

iv. Ermittlung eines neuen Minimalwertes (MIN2) innerhalb des Auswertefeldes (46),

v. Subtraktion des neuen Minimalwertes (MIN2) vom vorhergehenden Minimalwert (MIN1),

vi. Vergleich der Differenz mit einem bestimmten positiven Schwellwert,

vii. liegt die Differenz der Minimalwerte unterhalb des Schwellwertes, Wiederholung ab Schritt iii.,

viii. Markierung der Auswertefelder (46) als Blende und

ix. Bestimmung von Minimal- und Maximalwerten außerhalb der Auswertefelder (46) als die Fenstergrenzen des Grauwertbereiches bei Differenzen, die größer als der Schwellwert sind.

9. Verfahren nach Anspruch 8, dadurch gekennzeichnet, daß die nebeneinanderliegenden Auswertefelder (45) an den Stellen am Bildrand gebildet werden, an denen die Grauwerte über einem Schwellwert liegen.

10. Verfahren nach Anspruch 8 oder 9, dadurch gekennzeichnet, daß die nebeneinanderliegenden Auswertefelder (45, 46) eine Breite von acht Pixeln aufweisen.

11. Verfahren nach einem der Ansprüche 8 bis 10, dadurch gekennzeichnet, daß die schrittweise Vergrößerung der Auswertefelder (45, 46) zur Bildmitte mit einer Schrittweite von acht Pixeln erfolgt.

12. Verfahren nach einem der Ansprüche 8 bis 11, dadurch gekennzeichnet, daß der Schritt viii. noch Verlängerungen der Auswertefenster (46) um einen Sicherheitsbetrag umfaßt, die ebenfalls als Blende markiert werden.

13. Verfahren nach einem der Ansprüche 8 bis 12, dadurch gekennzeichnet, daß die Differenzen mit einem negativen, betragsmäßig über dem Rauschen liegenden Schwellwert detektiert die Pixel in diesem Auswertefenster (46) nicht als Blende markiert werden.

14. Verfahren nach einem der Ansprüche 8 bis 13, dadurch gekennzeichnet, daß die Ränder der Auswertefelder (45, 46) als Funktion der Blendenkontur (50) durch Medianfilterung gefiltert werden.

15. Verfahren nach Anspruch 14, dadurch gekennzeichnet, daß von der gefilterten Funktion der Blendenkontur (50) ein Histogramm (51) ermittelt wird.

16. Verfahren nach Anspruch 14 oder 15, dadurch gekennzeichnet, daß die zweite Ableitung der gefilterten Funktion der Blendenkontur (50) gebildet wird.

17. Verfahren nach einem der Ansprüche 14 bis 16, dadurch gekennzeichnet, daß die Vorzeichenwechsel der ersten Ableitung der gefilterten Funktion der Blendenkontur (50) summiert werden.

18. Verfahren nach einem der Ansprüche 7 bis 17, gekennzeichnet durch folgende Schritte:

- i. Ermittlung der Blendenkontur,
- ii. Glättung der Blendenkontur,
- iii. Histogrammanalyse der Blendenkontur,
- iv. Filterung mit 2. Ableitung und
- v. Summierung der Vorzeichenwechsel der 1. Ableitung der Blendenkontur.

19. Verfahren nach einem der Ansprüche 7 bis 18, gekennzeichnet durch folgende weitere Schritte:

- i. Unterteilung des Bildes in schachbrettartig angeordnete Rasterelemente (37),
- ii. Ermittlung der Mittelwerte (\bar{M}) und Standardabweichungen (σ) aller Rasterelemente (37),

- iii. Vergleich aller Mittelwerte (\bar{M}) und Standardabweichungen (σ) mit je einem Schwellwert,
 - iv. Aussortierung aller Pixel, die in Rasterelementen (40) liegen, deren Mittelwerte (\bar{M}) und deren Standardabweichungen (σ) die Schwellwerte unterschreiten. 5
20. Verfahren nach Anspruch 19, dadurch gekennzeichnet, daß neben den aussortierten Rasterelementen (40) die benachbarten Rasterelemente (43) aussortiert werden. 10
21. Verfahren zur gefensterten Darstellung von medizinischen Bildern, gekennzeichnet durch folgende Schritte:
- i. Grobe Konturermittlung durch Suchen nach extremen Grauwertänderungen im medizinischen Bild, 15
 - ii. Median-Filterung der groben Kontur,
 - iii. Bildung des Histogrammes der Median-gefilterten Kontur und Ermittlung des Maximums HMAX, 20
 - iv. Ermittlung, ob HMAX größer als ein Schwellwert ist und Bestimmung von HMAX als Abstand der zum Rande des medizinischen Bildes parallelen Kontur,
 - v. Filterung mit zweiter Ableitung, wenn HMAX kleiner als der Schwellwert ist, 25
 - vi. Summierung der Vorzeichenwechsel der ersten Ableitung,
 - vii. Vergleich der Summe mit einem zweiten Schwellwert, wobei im Falle, daß die Summe kleiner als der Schwellwert ist, die gefilterte Kontur den Verlauf der gedrehten Blende angibt. 30

Hierzu 14 Seite(n) Zeichnungen

35

40

45

50

55

60

65

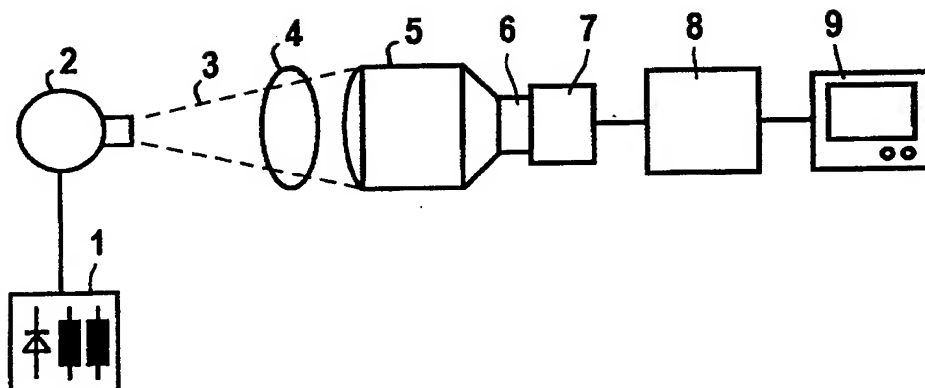


FIG 1

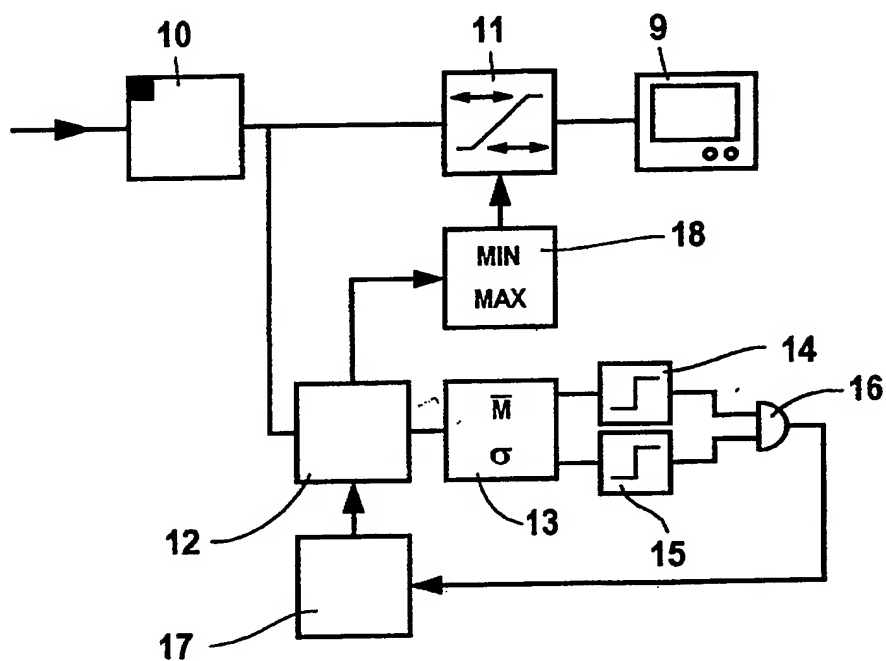


FIG 2

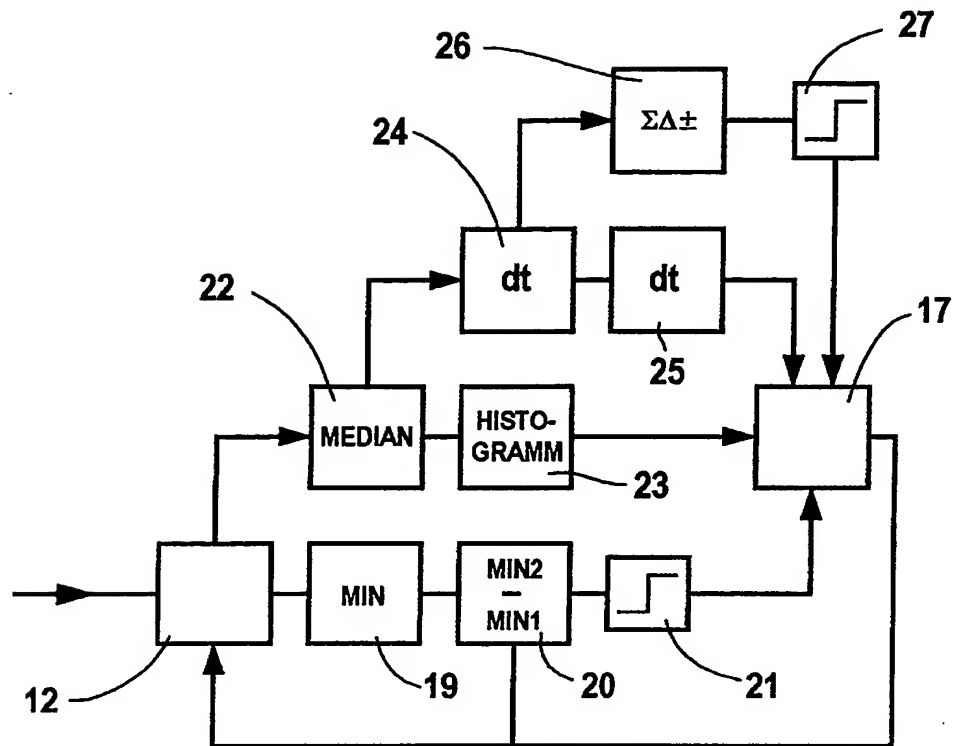


FIG 3

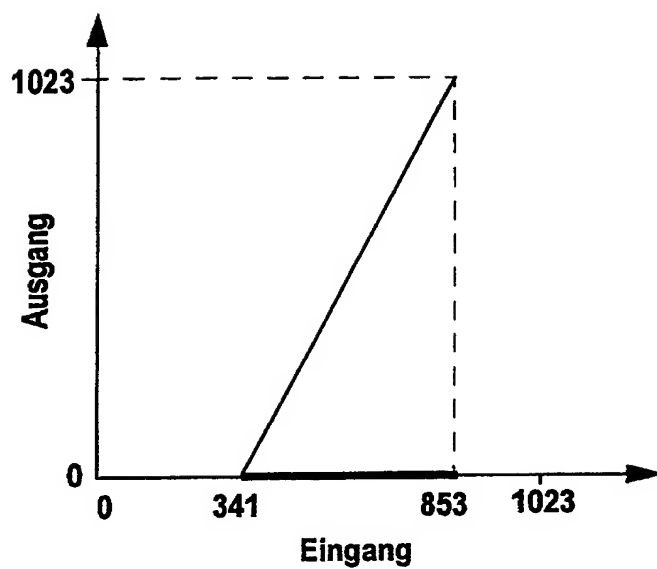


FIG 4

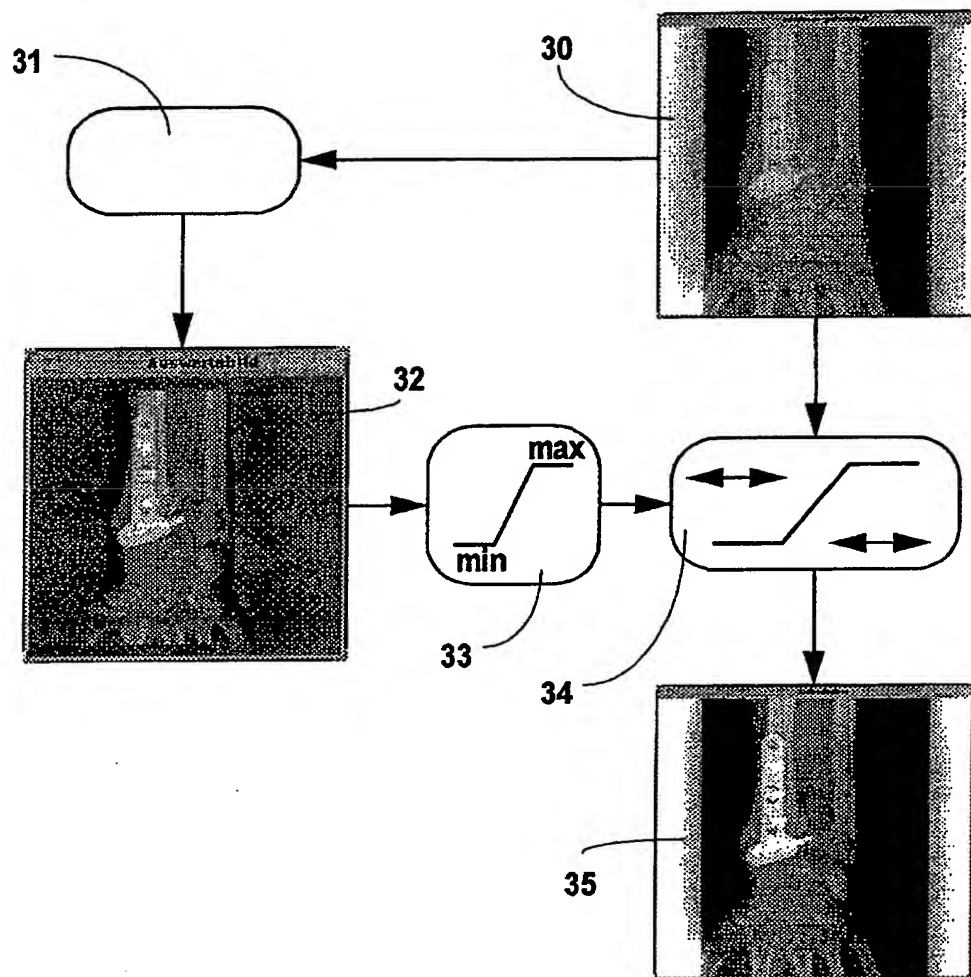


FIG 5

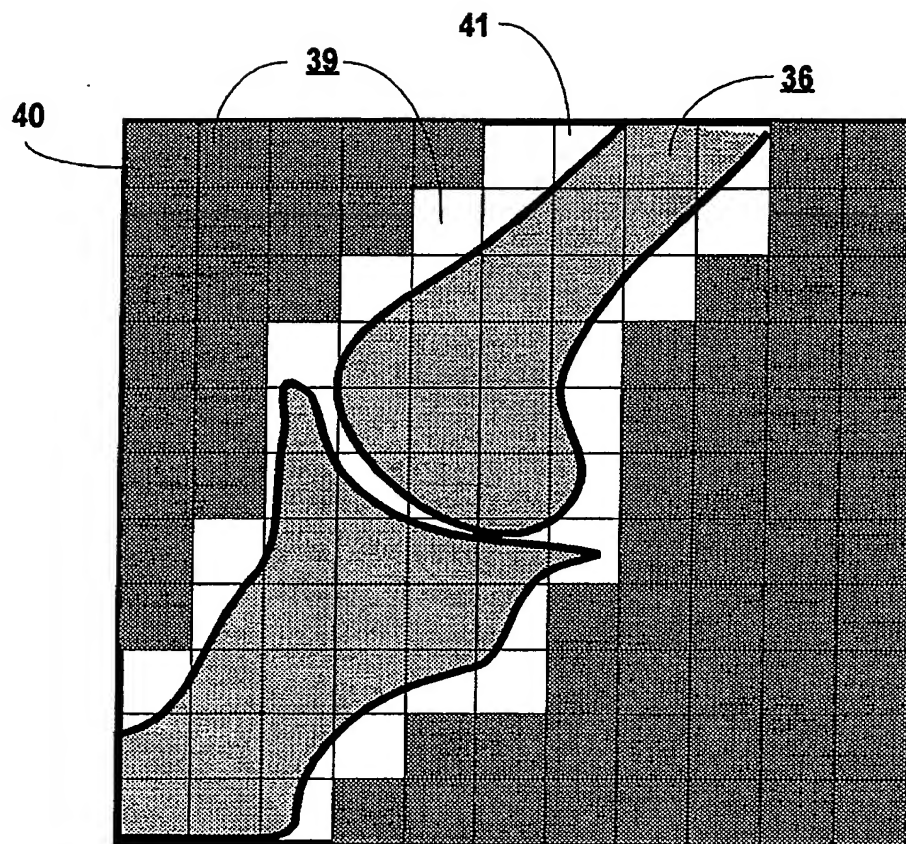


FIG 6

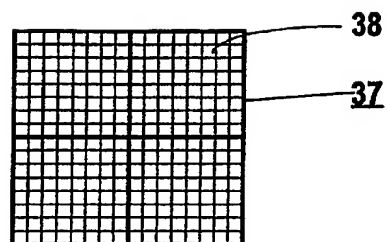


FIG 7

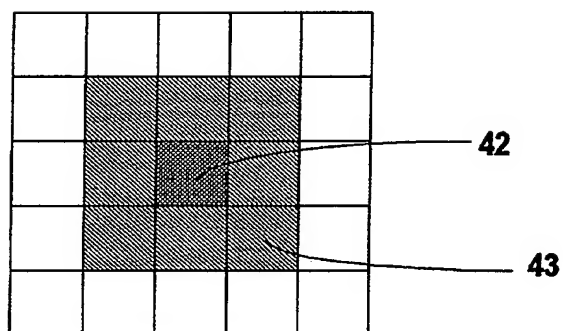


FIG 8

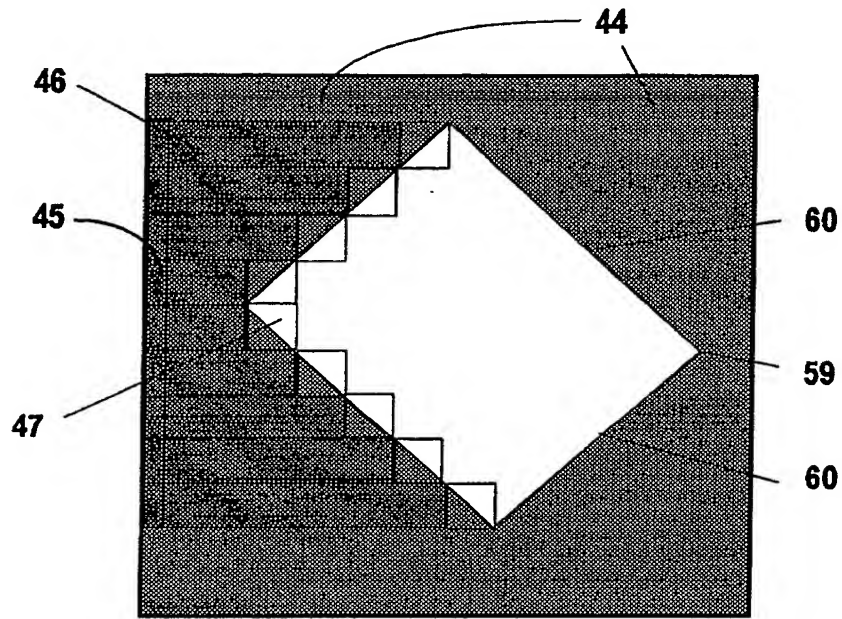


FIG 9

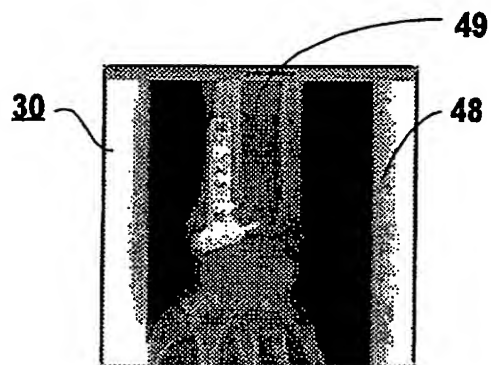


FIG 10

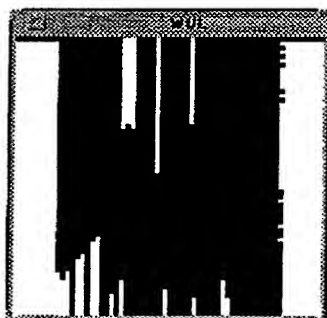


FIG 11

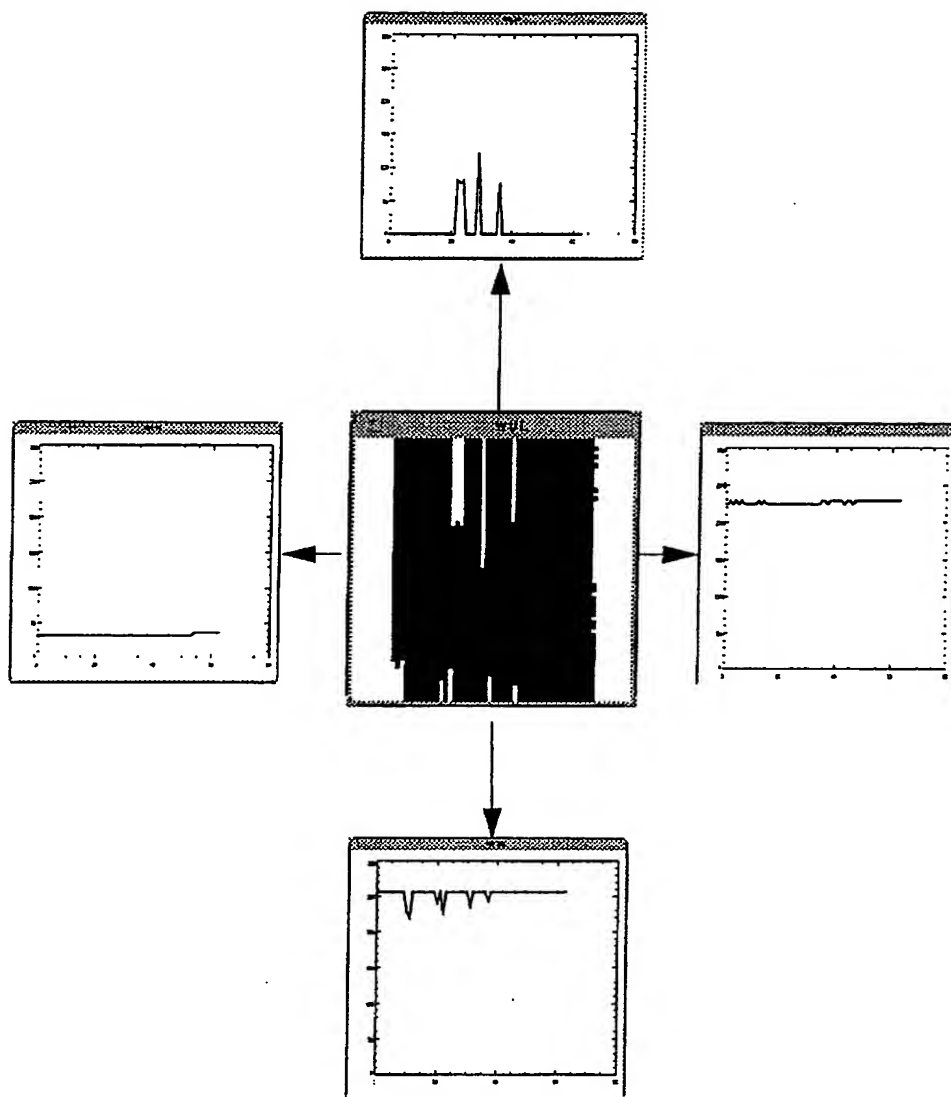


FIG 12

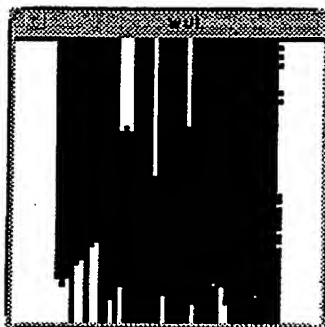


FIG 13

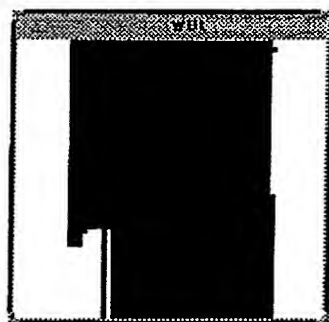


FIG 14

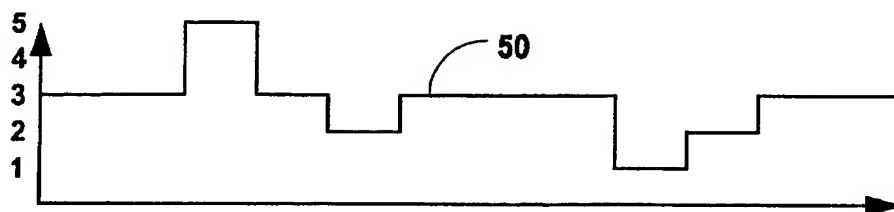


FIG 15

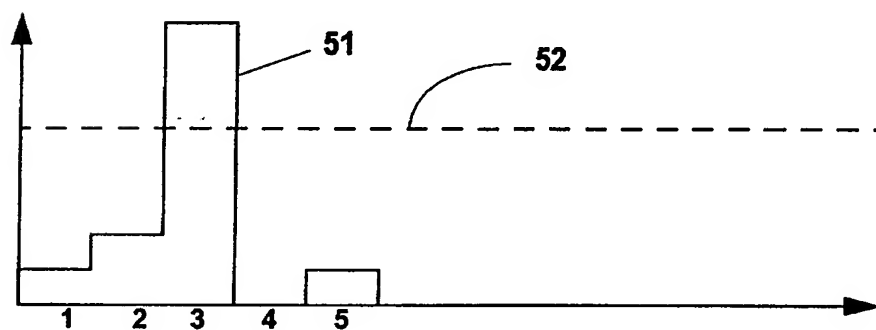


FIG 16

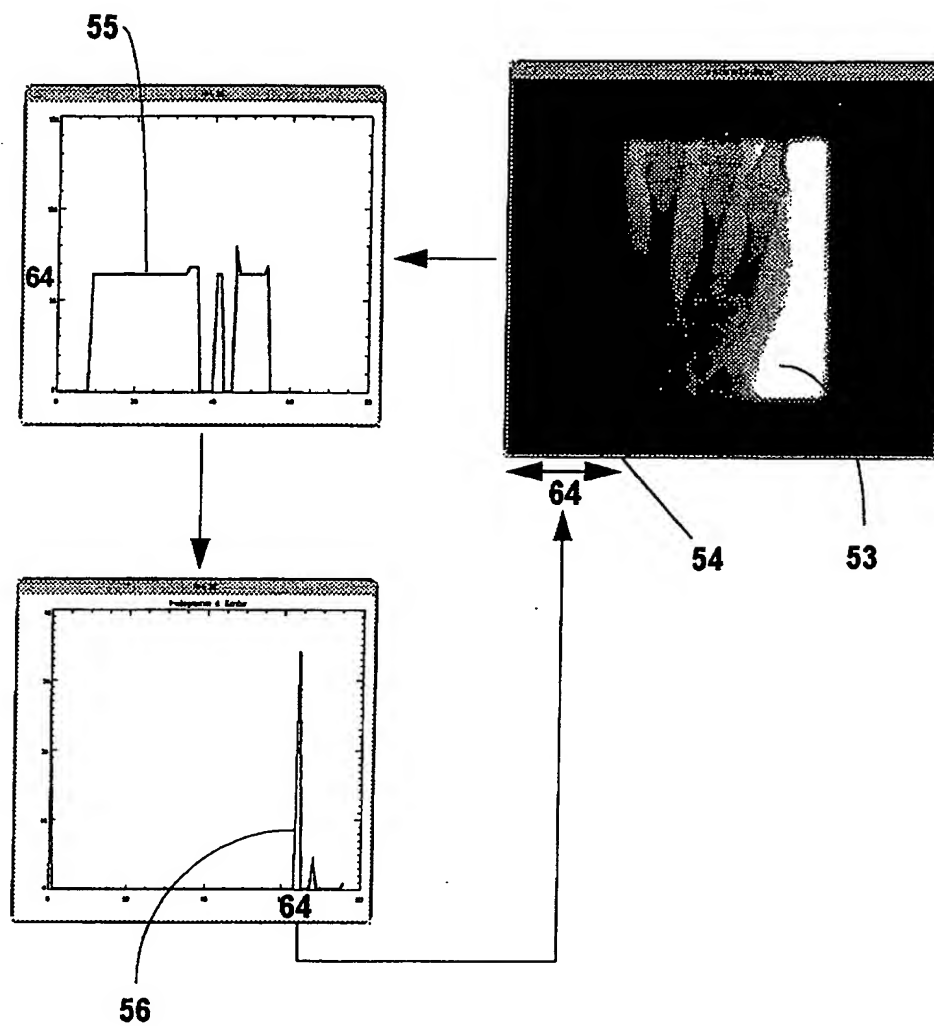


FIG 17

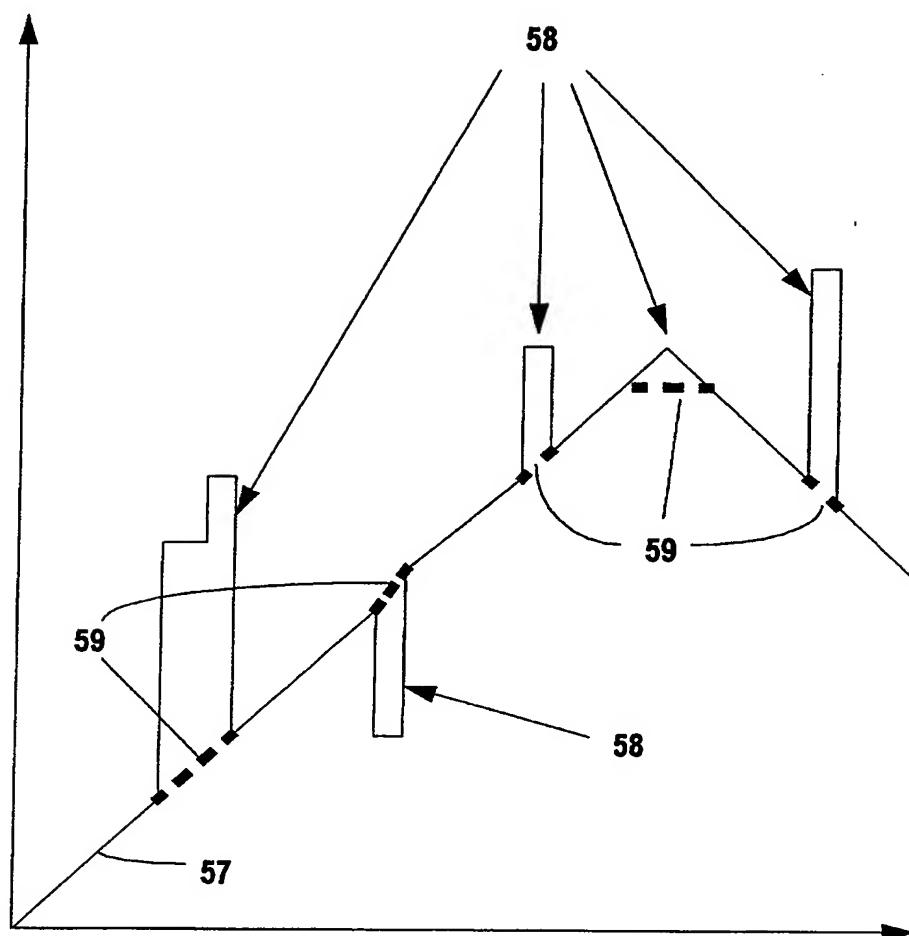


FIG 18

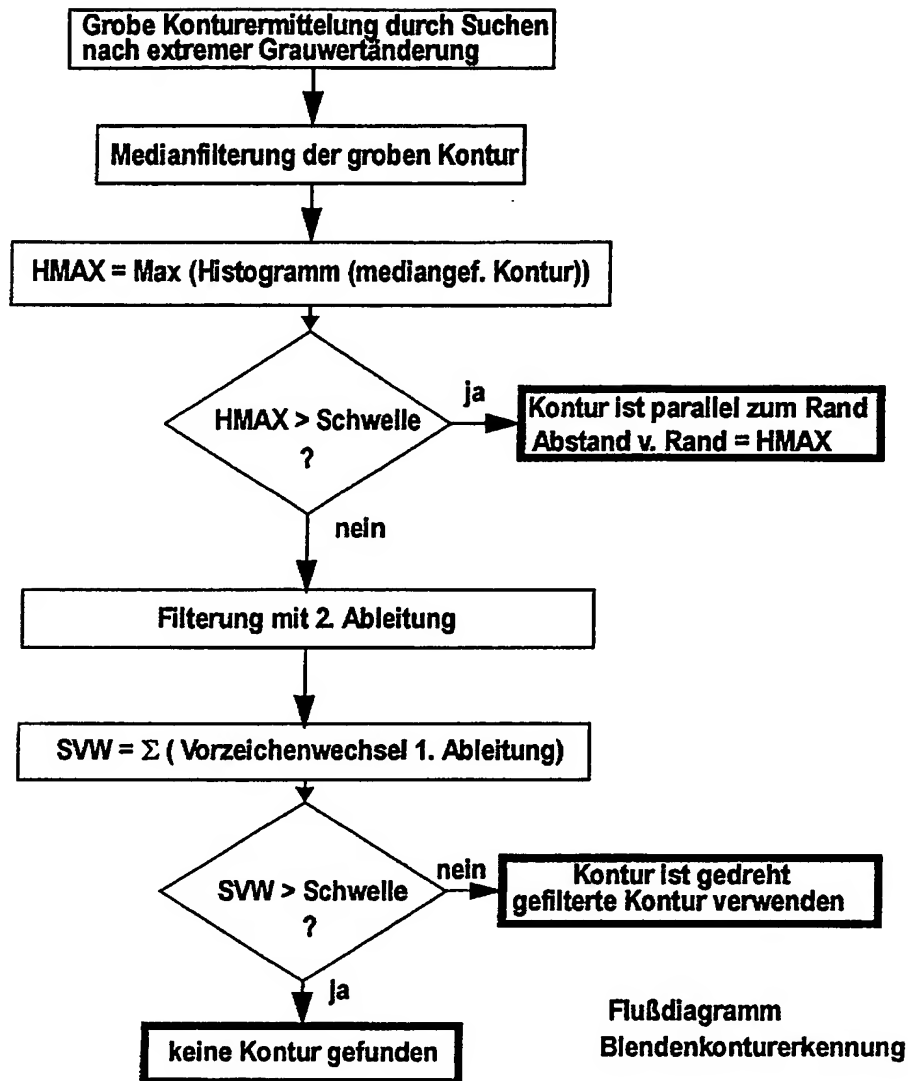


FIG 19

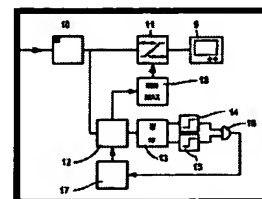
THOMSON DELPHION		RESEARCH	PRODUCTS	INSIDE DELPHION
Log Out	Work Files	My Account Products	Search: Quick/Number Boolean Advanced Derwent	

Derwent Record

View: [Expand Details](#) Go to: [Delphion Integrated View](#)

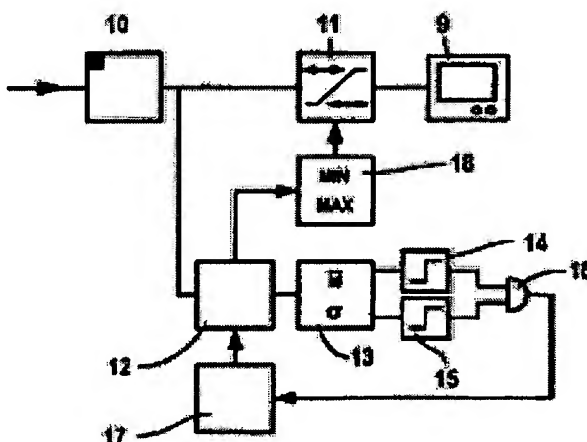
[Email this](#)

- Derwent Title: **Image system for medical diagnostic imaging device - has range selection circuit coupled to transformation circuit converting image point grey values into displayed image for defining maximum and minimum grey value limits**
- Original Title: ☒ **DE19742152A1: Bildsystem fuer eine medizinische Diagnostikeinrichtung und Verfahren zur gefensterten Darstellung von medizinischen Bildern**
- Assignee: **SIEMENS AG** Standard company
Other publications from [SIEMENS AG \(SIEI\)](#)...
- Inventor: **FINKLER K;**
- Accession/Update: **1999-206055 / 199918**
- IPC Code: **G06T 5/00 ; A61B 6/00 ;**
- Derwent Classes: **P31; S03; S05; T01;**
- Manual Codes: **S03-E06B3(Electronic imaging) , S05-D02A1(Tomography) , S05-D02A5E(Processing of recorded image) , S05-D02B2(Image processing, analysing) , T01-C04D(Display processing) , T01-J06A(For medicine) , T01-J10B1(Image enhancement)**



Derwent Abstract: (DE19742152A) The image system has a display monitor for visualisation of the diagnostic images supplied from an image memory (10) in which the image signals are held as a series of grey values for respective image points. The transformation circuit (11) converting the grey values into the display image for the monitor is coupled to a range selection circuit (13-18) with a processor, providing minimal and maximal values for the transformation of the grey values.
Use - For diagnostic X-ray device, computer tomography, magnetic resonance imaging.
Advantage - Limits grey value range for improved image quality.

Images:





Dwg.1,2/19

Family: **PDF Patent** **Pub. Date** **Derwent Update** **Pages** **Language** **IPC Code**

☒ **DE19742152A1** * 1999-03-25 199918 22 German G06T 5/00

Local appls.: DE1997001042152 Filed:1997-09-24 (97DE-1042152)

 **INPADOC** [Show legal status actions](#)
Legal Status:

 **First Claim:** [Show all claims](#) 1. Bildsystem (8) für eine medizinische Diagnostikeinrichtung (1 bis 9) zur Darstellung von medizinischen Bildern mittels einer Wiedergabevorrichtung (9) mit einem Bildspeicher (10) zur bildpunktweisen Speicherung der von der Diagnostikeinrichtung (1 bis 9) erzeugten Bildsignale der Bilder und mit einer Schaltung (11) zur Transformation von Grauwerten des Bildsignales, an der die Wiedergabevorrichtung (9) angeschlossen ist, **dadurch gekennzeichnet**, daß das Bildsystem (8) eine Schaltungsanordnung (13 bis 26) zur Ermittlung ausgewählter Bereiche durch Erkennung von Überstrahlungen und/oder Einblendungen und eine Rechenschaltung (18) zur Bestimmung der Minimal- und Maximalwerte der ausgewählten Bereiche aufweist, die als Fenstergrenzen der Schaltung (11) zur Transformation von Grauwerten zugeführt werden.

 **Priority Number:**

Application Number	Filed	Original Title
DE1997001042152	1997-09-24	

 **Title Terms:** IMAGE SYSTEM MEDICAL DIAGNOSE IMAGE DEVICE RANGE SELECT CIRCUIT COUPLE TRANSFORM CIRCUIT CONVERT IMAGE POINT GREY VALUE DISPLAY IMAGE DEFINE MAXIMUM MINIMUM GREY VALUE LIMIT

[Pricing](#) [Current charges](#)

Derwent Searches:	Boolean Accession/Number Advanced
--------------------------	---

Data copyright Thomson Derwent 2003

© 1997-2004 Thomson [Research Subscriptions](#) | [Privacy Policy](#) | [Terms & Conditions](#) | [Site Map](#) | [Contact Us](#) | [Help](#)